

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number : 2003-265463
 (43) Date of publication of application : 24.09.2003

(51) Int.CI.

A61B 6/03
 G06T 1/00
 G06T 7/00

(21) Application number : 2002-067775

(71) Applicant : NAGOYA INDUSTRIAL SCIENCE
RESEARCH INST

(22) Date of filing : 13.03.2002

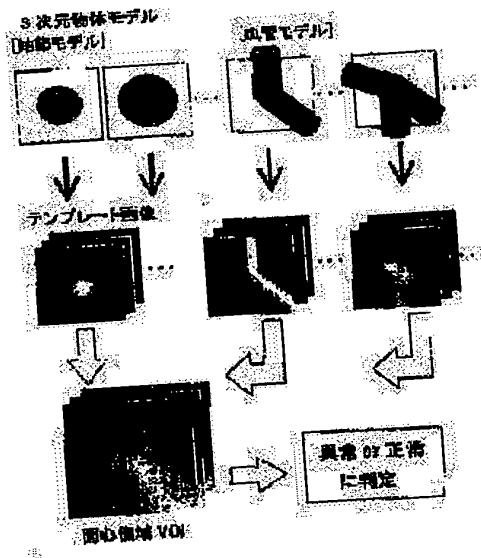
(72) Inventor : YAMAMOTO SHINJI
TAKIZAWA HODAKA
SHIGEMOTO KANAE

(54) IMAGE DIAGNOSIS SUPPORT SYSTEM AND IMAGE DIAGNOSIS SUPPORT PROGRAM

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an image diagnosis support system and image diagnosis support program, capable of discriminating whether a candidate shadow of abnormal tissue obtained from a tomographic image is a true shadow of abnormal tissue or shadow of normal tissue.

SOLUTION: This image diagnosis support system performs pattern matching between an image of a candidate shadow of abnormal tissue, a plurality of knot templates created by a three-dimensional knot model and a plurality of blood vessel templates created by a three-dimensional blood vessel model, and discriminates whether the candidate shadow is a shadow of abnormal tissue or a shadow of normal tissue according to the result.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003-265463

(P2003-265463A)

(43)公開日 平成15年9月24日 (2003.9.24)

(51)Int.Cl. ¹	識別記号	F I	マークコード(参考)
A 6 1 B 6/03	3 6 0	A 6 1 B 6/03	3 6 0 J 4 C 0 9 3
G 0 6 T 1/00 7/00	2 9 0 3 0 0	G 0 6 T 1/00 7/00	3 6 0 D 5 B 0 5 7 2 9 0 B 5 L 0 9 6 3 0 0 E

審査請求 未請求 請求項の数12 OL (全 18 頁)

(21)出願番号 特願2002-67775(P2002-67775)
(22)出願日 平成14年3月13日(2002.3.13)
特許法第30条第1項適用申請有り 平成13年10月20日
開催の「平成13年度日本エム・イー学会東海支部学術集
会」において文書をもって発表

(71)出願人 598091860
財団法人名古屋産業科学研究所
愛知県名古屋市名区栄二丁目10番19号
(72)発明者 山本 貞司
愛知県豊橋市王ヶ崎町上原1-3, 3-
402
(72)発明者 滝沢 穂高
愛知県豊橋市北山町東浦2-1-4-502
(72)発明者 重本 加奈恵
愛知県豊橋市浜道町北側50-1
(74)代理人 100110744
弁理士 藤川 敏知

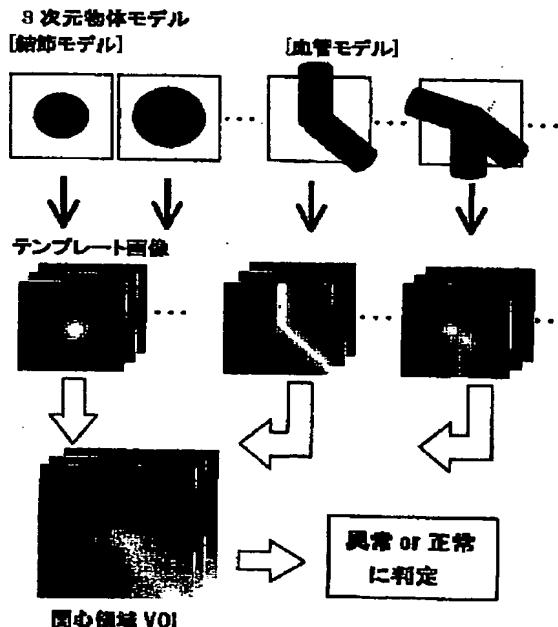
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像診断支援システム及び画像診断支援プログラム

(57)【要約】

【課題】 断層画像から得られた異常組織の候補陰影が
真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるか
の判別を高精度且つ高速に行うことができる画像診断支
援システム及び画像診断支援プログラムを提供する。

【解決手段】 画像診断支援システムは、異常組織の候
補陰影の画像と、三次元結節モデルより作成された複数
の結節テンプレート及び三次元血管モデルより作成され
た複数の血管テンプレートとをパターンマッチングし、
その結果に基づいて、候補陰影が真の異常組織の陰影で
あるか、正常組織の陰影であるかを判別する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体の断層画像中から検出された異常組織の候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別するように構成された画像診断支援システムにおいて、

異なる複数の三次元異常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の異常組織テンプレート画像を記憶する第1のテンプレート記憶手段と、

異なる複数の三次元正常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の正常組織テンプレート画像を記憶する第2のテンプレート記憶手段と、

前記候補陰影の画像と、前記第1のテンプレート記憶手段に記憶された前記各異常組織テンプレート画像及び前記第2のテンプレート記憶手段に記憶された前記各正常組織テンプレート画像とをバターンマッチングするマッチング手段と、

そのマッチング手段によるバターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する判別手段と、を備えたことを特徴とする画像診断支援システム。

【請求項2】 前記マッチング手段は、

前記候補陰影の画像と、前記第1のテンプレート記憶手段に記憶された前記各異常組織テンプレート画像とをバターンマッチングすることにより前記各異常組織モデルの近似度を算出するとともに前記候補陰影に最も近似する最適異常組織モデルを抽出する第1のマッチング手段と、

前記候補陰影の画像と前記第2のテンプレート記憶手段に記憶された前記各正常組織テンプレート画像とをバターンマッチングすることにより前記各正常組織モデルの近似度を算出するとともに前記候補陰影に最も近似する最適正常組織モデルを抽出する第2のマッチング手段と、を備え、

前記判別手段は、前記第1と第2のマッチング手段によりそれぞれ抽出された前記最適異常組織モデルの近似度と前記最適正常組織モデルの近似度とを対比することにより、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別することを特徴とする請求項1に記載の画像診断支援システム。

【請求項3】 前記判別手段は、前記最適異常組織モデルの近似度と前記最適正常組織モデルの近似度とが略同等であるか、前記最適異常組織モデルの近似度が前記最適正常組織モデルの近似度よりも近似の度合いが高いことを示している場合には前記候補陰影が真の異常組織の陰影であると判別し、それ以外の場合には前記候補陰影が正常組織の陰影であると判別することを特徴とする請求項2に記載の画像診断支援システム。

【請求項4】 前記マッチング手段は、前記候補陰影の画像と前記各異常組織テンプレート画像との対応する画

素値の差の二乗の和を前記各異常組織モデルの近似度として算出するとともに前記近似度の値が最小となる異常組織モデルを最適異常組織モデルとして抽出し、前記候補陰影の画像と前記各正常組織テンプレート画像との対応する画素値の差の二乗の和を前記各正常組織モデルの近似度として算出するとともに前記近似度が最小となる正常組織モデルを最適正常組織モデルとして抽出することを特徴とする請求項2又は3に記載の画像診断支援システム。

【請求項5】 前記判別手段は、前記最適異常組織モデルの近似度に対する前記最適正常組織モデルの近似度の比が所定のしきい値より大きい場合に、前記候補陰影が異常組織の陰影であると判別し、前記比が所定のしきい値以下である場合に正常組織の陰影であると判別することを特徴とする請求項4に記載の画像診断支援システム。

【請求項6】 前記第1のテンプレート記憶手段が記憶する前記複数の異常組織テンプレート画像には、球モデルからなる三次元結節モデルより作成されたテンプレート画像が含まれ、

前記第2のテンプレート記憶手段が記憶する前記複数の正常組織テンプレート画像には、複数の円筒モデルを連結してなる三次元血管モデルより作成されたテンプレート画像が含まれていることを特徴とする請求項1乃至5のいずれかに記載の画像診断支援システム。

【請求項7】 前記第1のテンプレート記憶手段は、前記各異常組織モデルについてスライス位置の異なる複数の異常組織テンプレート画像を一組として記憶し、

前記第2のテンプレート記憶手段は、前記各正常組織モデルについてスライス位置の異なる複数の正常組織テンプレート画像を一組として記憶し、

前記マッチング手段は、前記候補陰影におけるスライス位置の異なる複数の画像について、それぞれ対応するスライス位置の前記異常組織テンプレート画像及び前記正常組織テンプレート画像とのバターンマッチングを行うことを特徴とする請求項1乃至6のいずれかに記載の画像診断支援システム。

【請求項8】 前記マッチング手段は、前記候補陰影の画像を細分化した各領域の画像と前記各テンプレート画像を細分化した対応する領域の画素配列とを順次バターンマッチングするように構成され、

そのマッチング手段による前記各テンプレート画像の各領域におけるバターンマッチングの結果を格納する格納手段を更に備え、

前記マッチング手段は、前記候補陰影の各領域の画像と前記各テンプレート画像の対応する領域の画素配列とをバターンマッチングする際に、前記候補陰影の画像の領域と前記テンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合には、バターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現し

た場合には、前記格納手段に格納された同一画素配列のパターンマッチングの結果を流用するように構成されたことを特徴とする請求項1乃至7のいずれかに記載の画像診断支援システム。

【請求項9】 被検体の断層画像中から検出された異常組織の候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別するように構成された画像診断支援システムにおいて、

異なる複数の三次元物体モデルよりそれぞれ作成された複数のテンプレート画像を記憶するテンプレート記憶手段と、

前記候補陰影の画像を細分化した各領域の画像と前記各テンプレート画像を細分化した対応する領域の画素配列とを順次パターンマッチングするマッチング手段と、
そのマッチング手段による前記各テンプレート画像の各領域におけるパターンマッチングの結果を格納する格納手段と、

前記マッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する判別手段と、
を備え、

前記マッチング手段は、前記候補陰影の各領域の画像と前記各テンプレート画像の対応する領域の画素配列とをパターンマッチングする際に、前記候補陰影の画像の領域と前記テンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合には、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、前記格納手段に格納された同一画素配列のパターンマッチングの結果を流用するように構成されたことを特徴とする画像診断支援システム。

【請求項10】 前記テンプレート記憶手段は、
前記複数のテンプレートの各領域の画素配列を記憶する画像辞書と、

前記各テンプレートの領域ごとに前記画像辞書に記憶される前記画素配列の参照情報を記憶する参照情報リストと、

を備えたことを特徴とする請求項9に記載の画像診断支援システム。

【請求項11】 被検体の断層画像中から検出された異常組織の候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別するためにコンピュータを、異なる複数の三次元異常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の異常組織テンプレート画像を記憶する第1のテンプレート記憶手段、

異なる複数の三次元正常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の正常組織テンプレート画像を記憶する第2のテンプレート記憶手段、

前記候補陰影の画像と、前記第1のテンプレート記憶手段に記憶された前記各異常組織テンプレート画像及び前記第2のテンプレート記憶手段に記憶された前記各正常

組織テンプレート画像とをバターンマッチングするマッチング手段、及び、

そのマッチング手段によるバターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する判別手段、
として機能させるための画像診断支援プログラム。

【請求項12】 被検体の断層画像中から検出された異常組織の候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別するためにコンピュータを、異なる複数の三次元物体モデルよりそれぞれ作成された複数のテンプレート画像を記憶するテンプレート記憶手段、

前記候補陰影の画像を細分化した各領域の画像と前記各テンプレート画像を細分化した対応する領域の画素配列とを順次パターンマッチングするマッチング手段、
そのマッチング手段による前記各テンプレート画像の各領域におけるパターンマッチングの結果を格納する格納手段、及び、

前記マッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する判別手段、
として機能させるための画像診断支援プログラムであって、

前記マッチング手段は、前記候補陰影の各領域の画像と前記各テンプレート画像の対応する領域の画素配列とをパターンマッチングする際に、前記候補陰影の画像の領域と前記テンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合には、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、前記格納手段に格納された同一画素配列のパターンマッチングの結果を流用するように構成されたことを特徴とする画像診断支援プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、画像診断支援システム及び画像診断支援プログラムに関し、特に被検体の断層画像中から癌等の異常組織の候補陰影を自動的に検出する画像診断支援システム及び画像診断支援プログラムに関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、CT画像から得られた断層画像より癌等の異常組織の候補陰影を自動抽出して読影医師に提示する画像診断支援システムが提案されている。この画像診断支援システムでは、可変N-Quoit処理を用いて異常組織の自動抽出を行うことにより、異常組織（病巣部）の発見をより容易にしている（特開2001-87228号公報参照）。ところが、可変N-Quoit処理では、実際の病巣である癌等の異常組織を読み落とすことは殆ど無いものの、眞の異常組織以外の血管等を含む多数の正常組織の陰影をも異常組織の候補陰影として

出力してしまい、擬陽性陰影 (False Positive、以下 FPと略記する) が多数発生するという問題点がある。

【0003】そこで、このFPを削減するために、本願の発明者らは三次元マルコフ確率場モデルを用いて、候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかの確率を計算して判別を行う方法を提案している（信学技報、Vol.100、No.597、2001年1月19日発行、145頁～150頁）。そして、可変N-Quoit処理による出力では、FPが1症例あたり平均13.6個発生していたのに対して、三次元マルコフ確率場モデルによる処理を施すことにより、1症例あたりの平均FP個数を4.76個まで削減することに成功している。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した三次元マルコフ確率場モデルによるFP削減方法では、計算量が膨大となってしまい、医療現場において通常用いられるコンピュータでこの処理を実行した場合、読影医師の診断時間よりもはるかに長い数時間におよぶ処理時間を要し、実用的ではないという問題点があった。本発明は、かかる課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、断層画像から得られた異常組織の候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかの判別を高精度且つ高速に行うことができる画像診断支援システム及び画像診断支援プログラムを提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】この目的を達成するためには、請求項1に記載の画像診断支援システムは、被検体の断層画像中から検出された異常組織の候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別するように構成された画像診断支援システムにおいて、異なる複数の三次元異常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の異常組織テンプレート画像を記憶する第1のテンプレート記憶手段と、異なる複数の三次元正常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の正常組織テンプレート画像を記憶する第2のテンプレート記憶手段と、前記候補陰影の画像と、前記第1のテンプレート記憶手段に記憶された前記各異常組織テンプレート画像及び前記第2のテンプレート記憶手段に記憶された前記各正常組織テンプレート画像とをパターンマッチングするマッチング手段と、そのマッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する判別手段と、を備えたことを特徴とする。

【0006】従って、第1のテンプレート記憶手段は、異なる複数の三次元異常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の異常組織テンプレート画像を記憶し、第2のテンプレート記憶手段は、異なる複数の三次元正常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の正常組織テンプレ

ート画像を記憶し、マッチング手段は、前記候補陰影の画像と、前記第1のテンプレート記憶手段に記憶された前記各異常組織テンプレート画像及び前記第2のテンプレート記憶手段に記憶された前記各正常組織テンプレート画像とをパターンマッチングし、判別手段は、そのマッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する。

【0007】よって、被検体の断層画像から抽出された異常組織の候補陰影を、異なる複数の三次元異常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の異常組織テンプレート画像及び異なる複数の三次元正常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の正常組織テンプレート画像とそれバターンマッチングすることにより、候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを高精度且つ高速に判別することができる。また、異常組織テンプレート画像だけでなく、正常組織テンプレート画像ともテンプレートマッチングを行うので、正常組織を異常組織であると誤って判定する擬陽性陰影 (FP) を確実に削減することができる。

【0008】また、請求項2に記載の画像診断支援システムは、前記マッチング手段が、前記候補陰影の画像と、前記第1のテンプレート記憶手段に記憶された前記各異常組織テンプレート画像とをパターンマッチングすることにより前記各異常組織モデルの近似度を算出するとともに前記候補陰影に最も近似する最適異常組織モデルを抽出する第1のマッチング手段と、前記候補陰影の画像と前記第2のテンプレート記憶手段に記憶された前記各正常組織テンプレート画像とをパターンマッチングすることにより前記各正常組織モデルの近似度を算出するとともに前記候補陰影に最も近似する最適正常組織モデルを抽出する第2のマッチング手段と、を備え、前記判別手段は、前記第1と第2のマッチング手段によりそれぞれ抽出された前記最適異常組織モデルの近似度と前記最適正常組織モデルの近似度とを対比することにより、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別することを特徴とする。

【0009】よって、最適異常組織モデルの近似度と最適正常組織モデルの近似度とを対比することにより、候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別するので、極めて高精度且つ高速に判別することができる。

【0010】また、請求項3に記載の画像診断支援システムは、前記判別手段が、前記最適異常組織モデルの近似度と前記最適正常組織モデルの近似度とが略同等であるか、前記最適異常組織モデルの近似度が前記最適正常組織モデルの近似度よりも近似の度合いが高いことを示している場合には前記候補陰影が真の異常組織の陰影であると判別し、それ以外の場合には前記候補陰影が正常組織の陰影であると判別することを特徴とする。

【0011】よって、最適異常組織モデルの近似度と最適正常組織モデルの近似度とを対比して、近似の度合いがより高い三次元物体モデルの種類により判別するので、候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを簡単な処理で高精度に判別することができる。

【0012】また、請求項4に記載の画像診断支援システムは、前記マッチング手段が、前記候補陰影の画像と前記各異常組織テンプレート画像との対応する画素の差の二乗の和を前記各異常組織モデルの近似度として算出するとともに前記近似度の値が最小となる異常組織モデルを最適異常組織モデルとして抽出し、前記候補陰影の画像と前記各正常組織テンプレート画像との対応する画素の差の二乗の和を前記各正常組織モデルの近似度として算出するとともに前記近似度が最小となる正常組織モデルを最適正常組織モデルとして抽出することを特徴とする。よって、各三次元物体モデルの近似度を簡単な計算処理により高精度に算出し、最適異常組織モデル及び最適正常組織モデルを正確に抽出することができる。

【0013】また、請求項5に記載の画像診断支援システムは、前記判別手段が、前記最適異常組織モデルの近似度に対する前記最適正常組織モデルの近似度の比が所定のしきい値より大きい場合に、前記候補陰影が異常組織の陰影であると判別し、前記比が前記所定のしきい値以下である場合に正常組織の陰影であると判別することを特徴とする。よって、簡単な比率計算により真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを正確に判別することができる。尚、上述した所定のしきい値の好ましい値は1以下である。

【0014】また、請求項6に記載の画像診断支援システムは、前記第1のテンプレート記憶手段が記憶する前記複数の異常組織テンプレート画像には、球モデルからなる三次元結節モデルより作成されたテンプレート画像が含まれ、前記第2のテンプレート記憶手段が記憶する前記複数の正常組織テンプレート画像には、単一の円筒モデル若しくは連結された複数の円筒モデルからなる三次元血管モデルより作成されたテンプレート画像が含まれていることを特徴とする。

【0015】異常組織である結節は略球形状であるので、結節の画像は、球モデルからなる三次元結節モデルより作成されたテンプレート画像との近似の度合いが高い。一方、正常組織である血管は、単数若しくは複数からなる円筒に近似した形状であり、血管の画像は、单一の円筒モデル若しくは連結された複数の円筒モデルからなる三次元血管モデルより作成されたテンプレート画像との近似の度合いが高い。よって、候補陰影の組織の形状が、最適異常組織モデル及び最適正常組織モデルの各近似度の値に正確に反映されるので、候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを高精度に判別することができる。

【0016】また、請求項7に記載の画像診断支援システムは、前記第1のテンプレート記憶手段は、前記各異常組織モデルについてスライス位置の異なる複数の異常組織テンプレート画像を一組として記憶し、前記第2のテンプレート記憶手段は、前記各正常組織モデルについてスライス位置の異なる複数の正常組織テンプレート画像を一組として記憶し、前記マッチング手段は、前記候補陰影におけるスライス位置の異なる複数の画像について、それぞれ対応するスライス位置の前記異常組織テンプレート画像及び前記正常組織テンプレート画像とのパターンマッチングを行うことを特徴とする。よって、異常組織モデル及び正常組織モデルが、それぞれスライス位置の異なる複数のテンプレート画像により表され、対応するスライス位置の候補陰影の画像とパターンマッチングされるので、異常組織モデル又は正常組織モデルの近似度を高精度に算出することができる。

【0017】また、請求項8に記載の画像診断支援システムは、前記マッチング手段が、前記候補陰影の画像を細分化した各領域の画像と前記各テンプレート画像を細分化した対応する領域の画素配列とを順次パターンマッチングするように構成され、そのマッチング手段による前記各テンプレート画像の各領域におけるパターンマッチングの結果を格納する格納手段を更に備え、前記マッチング手段は、前記候補陰影の各領域の画像と前記各テンプレート画像の対応する領域の画素配列とをパターンマッチングする際に、前記候補陰影の画像の領域と前記テンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合には、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、前記格納手段に格納された同一画素配列のパターンマッチングの結果を流用するように構成されたことを特徴とする。

【0018】テンプレート画像が細分化されることにより、異なるテンプレート間で同一の画素配列を有する領域が現れる。よって、候補陰影の画像の領域とテンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合にのみ、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、各領域のマッチング結果を格納する格納手段に格納された同一画素配列のマッチング結果を流用することにより、各テンプレート画像全体のパターンマッチングが大幅に高速化される。

【0019】また、請求項9に記載の画像診断支援システムは、被検体の断層画像中から検出された異常組織の候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別するように構成された画像診断支援システムにおいて、異なる複数の三次元物体モデルよりそれぞれ作成された複数のテンプレート画像を記憶するテンプレート記憶手段と、前記候補陰影の画像を細分化した各領域の画像と前記各テンプレート画像を細分化した

対応する領域の画素配列とを順次パターンマッチングするマッチング手段と、そのマッチング手段による前記各テンプレート画像の各領域におけるパターンマッチングの結果を格納する格納手段と、前記マッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する判別手段と、を備え、前記マッチング手段は、前記候補陰影の各領域の画像と前記各テンプレート画像の対応する領域の画素配列とをパターンマッチングする際に、前記候補陰影の画像の領域と前記テンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合には、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、前記格納手段に格納された同一画素配列のパターンマッチングの結果を流用するように構成されたことを特徴とする。

【0020】従って、テンプレート記憶手段は、異なる複数の三次元物体モデルよりそれぞれ作成された複数のテンプレート画像を記憶し、マッチング手段は、前記候補陰影の画像を細分化した各領域の画像と前記各テンプレート画像を細分化した対応する領域の画素配列とを順次パターンマッチングし、格納手段は、そのマッチング手段による前記各テンプレート画像の各領域におけるパターンマッチングの結果を格納し、判別手段は、前記マッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する。ここで、前記マッチング手段は、前記候補陰影の各領域の画像と前記各テンプレート画像の対応する領域の画素配列とをパターンマッチングする際に、前記候補陰影の画像の領域と前記テンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合には、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、前記格納手段に格納された同一画素配列のパターンマッチングの結果を流用する。

【0021】テンプレート画像が細分化されることにより、異なるテンプレート間で同一の画素配列を有する領域が現れる。よって、候補陰影の画像の領域とテンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合にのみ、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、各領域のマッチング結果を格納する格納手段に格納された同一画素配列におけるマッチング結果を流用することにより、各テンプレート画像全体のパターンマッチングが大幅に高速化される。

【0022】また、請求項10に記載の画像診断支援システムは、前記テンプレート記憶手段が、前記複数のテンプレートの各領域の画素配列を記憶する画像辞書と、前記各テンプレートの領域ごとに前記画像辞書に記憶される前記画素配列の参照情報を記憶する参照情報リストと、を備えたことを特徴とする。従って、画像辞書が、

複数のテンプレートの各領域の画素配列を記憶し、参照情報リストが各テンプレートの領域ごとに画像辞書に記憶される画素配列の参照情報を記憶するので、テンプレート画像の記憶サイズを大幅に小さくすることができる。

【0023】また、請求項11に記載の画像診断支援プログラムは、被検体の断層画像中から検出された異常組織の候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別するためにコンピュータを、異なる複数の三次元異常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の異常組織テンプレート画像を記憶する第1のテンプレート記憶手段、異なる複数の三次元正常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の正常組織テンプレート画像を記憶する第2のテンプレート記憶手段、前記候補陰影の画像と、前記第1のテンプレート記憶手段に記憶された前記各異常組織テンプレート画像及び前記第2のテンプレート記憶手段に記憶された前記各正常組織テンプレート画像とをパターンマッチングするマッチング手段、及び、そのマッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する判別手段として機能させる。

【0024】従って、第1のテンプレート記憶手段は、異なる複数の三次元異常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の異常組織テンプレート画像を記憶し、第2のテンプレート記憶手段は、異なる複数の三次元正常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の正常組織テンプレート画像を記憶し、マッチング手段は、前記候補陰影の画像と、前記第1のテンプレート記憶手段に記憶された前記各異常組織テンプレート画像及び前記第2のテンプレート記憶手段に記憶された前記各正常組織テンプレート画像とをパターンマッチングし、判別手段は、そのマッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する。

【0025】よって、被検体の断層画像から抽出された異常組織の候補陰影を、異なる複数の三次元異常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の異常組織テンプレート画像及び異なる複数の三次元正常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の正常組織テンプレート画像とそれバターンマッチングすることにより、候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを高精度且つ高速に判別することができる。また、異常組織テンプレート画像だけでなく、正常組織テンプレート画像ともテンプレートマッチングを行うので、正常組織を異常組織であると誤って判定する擬陽性陰影(FP)を確実に削減することができる。

【0026】また、請求項12に記載の画像診断支援プログラムは、被検体の断層画像中から検出された異常組織の候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織

の陰影であるかを判別するためにコンピュータを、異なる複数の三次元物体モデルよりそれぞれ作成された複数のテンプレート画像を記憶するテンプレート記憶手段、前記候補陰影の画像を細分化した各領域の画像と前記各テンプレート画像を細分化した対応する領域の画素配列とを順次パターンマッチングするマッチング手段、そのマッチング手段による前記各テンプレート画像の各領域におけるパターンマッチングの結果を格納する格納手段、及び、前記マッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する判別手段として機能させる画像診断支援プログラムであって、前記マッチング手段は、前記候補陰影の各領域の画像と前記各テンプレート画像の対応する領域の画素配列とをパターンマッチングする際に、前記候補陰影の画像の領域と前記テンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合には、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、前記格納手段に格納された同一画素配列のパターンマッチングの結果を流用するように構成されたことを特徴とする。

【0027】従って、テンプレート記憶手段は、異なる複数の三次元物体モデルよりそれぞれ作成された複数のテンプレート画像を記憶し、マッチング手段は、前記候補陰影の画像を細分化した各領域の画像と前記各テンプレート画像を細分化した対応する領域の画素配列とを順次パターンマッチングし、格納手段は、そのマッチング手段による前記各テンプレート画像の各領域におけるパターンマッチングの結果を格納し、判別手段は、前記マッチング手段によるパターンマッチングの結果に基づいて、前記候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判別する。ここで、前記マッチング手段は、前記候補陰影の各領域の画像と前記各テンプレート画像の対応する領域の画素配列とをパターンマッチングする際に、前記候補陰影の画像の領域と前記テンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合には、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、前記格納手段に格納された同一画素配列のパターンマッチングの結果を流用する。

【0028】テンプレート画像が細分化されることにより、異なるテンプレート間で同一の画素配列を有する領域が現れる。よって、候補陰影の画像の領域とテンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合にのみ、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、各領域のマッチング結果を格納する格納手段に格納された同一画素配列におけるマッチング結果を流用することにより、各テンプレート画像全体のパターンマッチングが大幅に高速化される。

【0029】

【発明の実施の形態】以下、本発明を具体化した画像診断支援システム及び画像診断支援プログラムの一実施形態について図面を参照しつつ説明する。最初に、本実施形態の画像診断支援システム1における画像判別の原理について図1を参照しつつ説明する。

【0030】まず、X線CT等による被検体の断層画像から可変N-Quot処理（以下、VNQと称する）により、異常組織（癌等の結節）の陰影の候補（以下、候補陰影と称する）が抽出される。VNQで抽出された候補陰影の中心点を中心とする大きさが30[pixel]×30[pixel]×3[slice]の画像領域を関心領域VOI（Volume of Interest）とする。VOIと対比される物体モデルとして、異常組織である結節、正常組織である血管をそれぞれ球、円筒といった三次元幾何モデルで表現する。それらの物体モデルを定義づけるパラメータを変化させながら、コンピュータグラフィックス技術を使って結節テンプレート、血管テンプレートを作成する。作成された全てのテンプレート画像と被検体のVOI画像とを比較し、VOI画像に最も近似する結節モデル、血管モデルをそれぞれ抽出し、これらを対比することにより候補陰影が異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを判定する。

【0031】次に、画像診断支援システム1のハードウェア構成について、図2のブロック図を参照しつつ説明する。画像診断支援システム1は、例えばCT装置やMR装置などの医用画像診断装置70で被検体の対象部位について収拾した医用画像データを記録表示し、異常組織の候補点を示すコンピュータであり、各構成要素の動作を制御する中央演算処理装置（CPU）50と、装置の制御プログラム及び後述する処理プログラムがロードされるメインメモリ52と、処理プログラム541、多数の結節テンプレートからなる結節テンプレート群542、多数の血管テンプレートからなる血管テンプレート群543、複数の断層像、画像再構成プログラム等が記憶されたハードディスク装置54と、再構成された画像データを表示するために記憶する表示メモリ56と、この表示メモリ56からの画像データを表示するCRTモニタ等のディスプレイ58と、位置入力装置としてのマウス60と、マウス60の状態を検出してCRT58上のマウスポインタの位置やマウスの状態等の信号をCRT58に出力するマウスコントローラ62と、各種の操作指令等を入力するキーボード64と、医用画像診断装置70からの医用画像データを装置に読み込むための通信基板72と、医用画像データを記録し装置に読み込むためのMO74と、上記各構成要素を接続する共通バス76とから構成される。

【0032】尚、ハードディスク装置54における結節テンプレート群542の記憶領域が請求項1又は11のテンプレート記憶手段を、同じく血管テンプレート群5

43の記憶領域が請求項1又は11の第2のテンプレート記憶手段を、ハードディスク装置54における結節テンプレート群542及び血管テンプレート群543の記憶領域が請求項9又は12のテンプレート記憶手段を、処理プログラム541が請求項11又は12の画像診断支援プログラムをそれぞれ構成するものである。

【0033】次に、VOI画像が結節の陰影であるか、血管の陰影であるかを判別するために用いられる結節テンプレート及び血管テンプレートについて図面を参照しつつ説明する。本発明では、上述したようにVOI画像と対比されるべき三次元物体モデルとして、結節モデルと血管モデルとを想定している。結節モデルとは、癌等の異常組織である結節を表す三次元物体モデルであり、図3に示すように半径 r 、中心座標 (x, y, z) の球モデルを用いて表現される。血管モデルとは、正常組織である血管を表す三次元物体モデルであり、図4(a)に示すように血管の直線部分が半径 r の円筒モデルを用いて表現される。また、血管の湾曲部分は、図4(b)に示すように2つの円筒モデルを、分岐部分は図4(c)に示すように3つの円筒モデルをつなぎ合わせて表現される。

【0034】そして、これらの三次元物体モデルから、公知の光線追跡法を用いてテンプレート画像が作成される。テンプレート画像の大きさは、VOIと同じ大きさとする。また、テンプレート画像の各画素は、12ビットで画像濃度が表現される。以下、各三次元物体モデルからテンプレートを作成する手順を述べる。

【0035】最初に、結節モデルから結節テンプレートを作成する手順について説明する。まず、球の中心をVOIの中心に設定し、半径を $R^N_{min} \leq r \leq R^N_{max}$ の間で ΔR^N の刻みで変化させる。同様に、X線減弱係数も $X^N_{min} \leq X \leq X^N_{max}$ の間で ΔX^N の刻みで変化させて作成する。結節テンプレートは、各結節モデルについてVOIの中心でスライスした画像、及びその上方と下方(Z軸方向)にそれぞれ10mmずらしてスライスした画像からなる3枚のテンプレート画像を1組として作成される。ここで、図5(a)は結節モデルの一例を表しており、(b)は(a)の結節モデルから作成された3枚のテンプレート画像からなる結節テンプレートを表している。尚、図5(b)の真中の画像は(a)の結節モデルの中心でスライスしたテンプレート画像であり、左側の画像は上方で、右側の画像は下方でそれぞれスライスしたテンプレート画像である。

【0036】次に、血管モデルから血管テンプレートを作成する手順について説明する。まず、円筒の接合点をVOIの中心に設定する。円筒の半径を $R^B_{min} \leq r \leq R^B_{max}$ の間で ΔR^B の刻みで変化させる。また、円筒モデルの方向は、図6に示す ϕ 、 θ の角度を $\phi^B_{min} \leq \phi \leq \phi^B_{max}$ で $\Delta \phi^B$ 刻みで、 $\theta^B_{min} \leq \theta \leq \theta^B_{max}$ の間に $\Delta \theta^B$ 刻みでそれぞれ変化させ

る。但し、湾曲血管モデルでは、円筒間の内角Dが $D \geq d_1$ のモデルのみ発生させる。同様に分岐部分でも円筒どうしの内角Dがそれぞれ $d_2 \leq D \leq d_3$ のモデルのみ発生させる。血管テンプレートについても、結節テンプレートと同様にスライス位置の異なる3枚のテンプレート画像を1組として作成される。ここで、図7(a)は湾曲血管モデルの一例を表しており、(b)は(a)の血管モデルから作成された3枚のテンプレート画像からなる血管テンプレートを表している。尚、図7(b)の真中の画像は(a)の血管モデルの中心でスライスしたテンプレート画像であり、左側の画像は上方で、右側の画像は下方でそれぞれスライスしたテンプレート画像である。

【0037】そして、図8に示すように、ハードディスク装置54の結節テンプレート群542又は血管テンプレート群543の各記憶領域において、各テンプレート画像は、結節モデル又は血管モデル毎に3枚を1組として記憶されている。尚、テンプレート(中)は、物体モデルの中心でスライスしたテンプレートであり、テンプレート(上)及びテンプレート(下)は、それより上方又は下方へ10mmずらした位置でスライスしたテンプレートである。尚、高精度に判別を行うために、上述した結節モデル及び血管モデルはそれぞれ数万種類ずつ作成され且つ各テンプレート画像が作成されるのが望ましい。

【0038】次に、VOI画像及び各テンプレート画像のデータ構造について、図9を参照しつつ説明する。尚、VOI画像とテンプレート画像とは同様のデータ構造を有している。VOI画像及び各テンプレート画像は、 $30[\text{pixel}] \times 30[\text{pixel}]$ 、 $0.625[\text{mm/pixel}]$ からなるマトリックス構造を有している。各テンプレート画像は、上述したように各物体モデルについてスライス位置(Z軸方向)の異なる3枚のテンプレート画像が1組として記憶され、対応するスライス位置のVOI画像とそれぞれ対比される(スライス間隔10mm)。従って、VOI画像は、 $VOI(x, y, z)$ 、 $(1 \leq x, y \leq 30, 1 \leq z \leq 3)$ のように表される。同様に、結節テンプレート、血管テンプレートは、それぞれ、 $TMPL^{N0}, (x, y, z)$ 、 $TMPL^{B0}, (x, y, z)$ 、 $(1 \leq x, y \leq 30, 1 \leq z \leq 3, i, j = 1, 2, \dots)$ のように表される。また、VOI又は各テンプレートの各画素 $VOI(x, y, z)$ 、 $TMPL^{N0}, (x, y, z)$ 、 $TMPL^{B0}, (x, y, z)$ は、画像濃度をそれぞれ12ビットで多値表現したものである。

【0039】ここで、VOI画像における各画素値は、X線吸収率に対応しており、水が0、骨が+1000程度、空気が-1000程度である。VOI画像における各画素値は、スライス間隔である10mmの厚みにおける平均濃度となるので、癌等の異常組織や血管等の正常組織の陰影では、概ね、 $-700 \leq VOI(x, y, z) \leq -500$ となる。従って、各テンプレート画像の各画素値は、

概ね、 $-1000 \leq TMPL^{ND}, (x,y,z), TMPL^{BV}, (x,y,z) \leq +1000$ の範囲に設定される。

【0040】次に、画像診断支援システム1における処理プログラム541の処理内容について、図10のフローチャートを参照しつつ説明する。尚、フローチャートの処理内容は、CPU50がハードディスク装置54から処理プログラム541を読み出して実行することにより行われるものである。先ず、CT装置やMR装置から、コンピュータのメモリ内に診断対象部位の全領域についての複数の原断層像を順次読み込む（ステップ30、以下S30と略記する。他のステップも同様。）。イーサネット（登録商標）、DR11、GPIB、RS2000などの通信で読み込んでもよく、又MO（光磁器ディスク）などから読み込んでもよい。尚、原断層画像は、1スライス512[pixel]×512[pixel]、0.625[mm/pixel]、スライス厚10mmであり、1被験体あたり30枚撮影される。

【0041】次に、読み込まれた全ての原断層像について肺野部を抽出する（S31）。この抽出方法としては、原断層像の各々について画像を表示して、肺野部を手動でトレースして抽出してもよいが、”モデル情報と最小値投影法による胸部CT像の肺野領域抽出” MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY、VOL. 14, No. 2, March, 1997、164-173ページに記載されている自動抽出法を採用することもできる。そして、次に、各原断層像について異常組織の候補陰影を検出する（S32）。これには図10、11のようなQuoit Filterを用いるVNQによる場合が多い。Quoit Filterは図11(a)に示すようにディスクフィルタ45とリングフィルタ46とからなる。これらのディスクフィルタ45とリングフィルタ46とはソフト的に構成されるもので、これらの径は診断対象に応じて適宜設定されるものである。図13の血管41の間の濃度の高い箇所40でディスクフィルタ45を作用させたときと、リングフィルタ46を作用させたときの量Dを演算で求め、Dがある値より大きいときは異常陰影候補とする。

【0042】例えば、領域40ではDはある値より大きくなるので異常陰影候補とするが、血管領域41ではディスクフィルタ45とリングフィルタ46とは同じ位置となるのでDが図11(b)に示すようにゼロになるので異常陰影候補とはしない。詳しくは、”肺がん検診用CT(LSCT)の診断支援システム”コンピュータ支援画像診断学会論文誌VOL. 2, No. 3, July, 1998、1-7ページを参照することができる。次に、各候補点におけるVOI画像について真の異常組織（結節）であるか正常組織（血管）であるかを判別する候補陰影の判定処理を行う（S33）。

【0043】ここで、S33における候補陰影の判定処理の詳細について図14のフローチャートを参照しつつ説明する。まず、S32において抽出された異常陰影の

候補点の数をNに格納するとともに、カウンタnの値を1とする（S331）。次に、n番目のVOI画像を、結節テンプレート群542に含まれる全ての結節テンプレートとマッチング処理を行うことにより各結節テンプレートとの近似度を算出するとともに、近似度が最小となる結節モデルを最適結節モデルとして抽出する（S332）。

【0044】続いて、n番目のVOI画像を、血管テンプレート群543に含まれる全ての血管テンプレートとマッチング処理を行うことにより各血管テンプレートとの近似度を算出するとともに、近似度が最小となる血管モデルを最適血管モデルとして抽出する（S333）。ここで、S332、S333における近似度の算出方法について説明する。VOI画像と各テンプレートとの近似度は、VOI画像と各テンプレートとの対応する画素値の差の二乗の和により表される。すなわち、VOI画像と結節テンプレートとの近似度SSDNDは式1、VOI画像と血管テンプレートとの近似度SSD^{BV}は式2により表される。尚、以下の説明において、近似度の値をSSD値とも称する。

【0045】

【数1】

$$SSD^{ND} = \sum_{x,y,z} [VOI(x,y,z) - TMPL_i^{ND}(x,y,z)]^2$$

【数2】

$$SSD^{BV} = \sum_{x,y,z} [VOI(x,y,z) - TMPL_i^{BV}(x,y,z)]^2$$

【0046】ここで、式1、2により算出される近似度SSDND、SSD^{BV}は常に0以上の値となり、値が0に近いほど、すなわちSSD値が小さいほど近似の度合いが高いことを表す。従って、SSDNDが最小となる結節モデルがVOI画像に最も近似する結節モデル、すなわち、最適結節モデルとして抽出され、SSD^{BV}が最小となる血管モデルがVOI画像に最も近似する血管モデル、すなわち、最適血管モデルとして抽出されるのである。ここで、SSDND、SSD^{BV}の最小値を、それぞれSSD^{ND*}、SSD^{BV*}とする。

【0047】次に、最適結節モデルの近似度SSD^{ND*}に対する最適血管モデルの近似度SSD^{BV*}の比率 $\gamma^* = SSD^{BV*} / SSD^{ND*}$ を算出し、 γ が所定のしきい値Tよりも大きければ結節として判別され、 γ がT以下であれば血管であると判別される（S334）。尚、しきい値Tは、1以下の値に設定されるのが望ましい。すなわち、T=1と設定した場合、SSD^{ND*}、SSD^{BV*}の大きさを単純に比較してSSD^{ND*}の方が小さい場合（すなわち、最適結節モデルの方が近似の度合いが高い場合）に結節であると判別することとなる。一方、T<1（例えば、T=0.8等）と設定した場合、実際の結節が血管であると誤って判断される可能性は低くなる反面、血管が結節で

あると誤って判断される可能性が高くなるため、FPの発生が多くなる。従って、しきい値Tは、これらの事情を考慮して適切に設定されるべきである。

【0048】尚、S332及びS333のステップが、請求項1又は11のマッチング手段として、S332のステップが請求項2の第1のマッチング手段として、S333のステップが請求項2の第2のマッチング手段として、S334のステップが、請求項1、9、11又は12の判別手段としてそれぞれ機能するものである。

【0049】次に、結節であると判別された場合は(S334:結節)、n番目のVOI画像が結節であることを確定する内部処理を行う(S335)。一方、血管であると判別された場合は(S335:血管)、FPとしてのn番目のVOI画像を削除する内部処理を行う(S336)。次に、カウンタnを+1カウントアップし(S337)、 $n \leq N$ である場合は(S338:Yes)、未処理のVOI画像が残っているのでS332のステップ以降の処理を繰り返す。一方、 $n > N$ である場合は(S338:No)、全てのVOI画像の判定処理を終了し、図9のメインルーチンの処理に戻る。メインルーチンでは、S32において真の結節であると判別されたVOI画像のみをCRT58に表示する(ステップS34)。

【0050】以上詳述したことから明らかなように、読影医は、画像診断支援システム1により真の異常組織であると判別されたVOI画像のみについてディスプレイ58上で診断を行えばよいので、読影医による診断時間は大幅に削減されるのである。また、被検体の断層画像から抽出された異常組織の候補陰影を、異なる複数の三次元結節モデルよりそれぞれ作成された複数の結節テンプレート画像及び異なる複数の三次元血管モデルよりそれぞれ作成された複数の血管テンプレート画像とそれぞれパターンマッチングし、マッチングの結果としての近似度に基づいて、候補陰影が真の異常組織の陰影であるか、正常組織の陰影であるかを高精度且つ高速に判別することができる。また、本実施形態では、結節テンプレートだけでなく血管テンプレートともパターンマッチングするので、FPを大幅に削減することができるという効果をも奏する。

【0051】次に、テンプレートマッチングをさらに高速化した本発明の第二の実施形態について、図面を参照しつつ説明する。尚、第一の実施形態と同様の構成については説明を省略する。第一の実施形態では、1つのVOI画像に対して同じ大きさのテンプレート画像の全画素について、対応する画素どうしを一つずつマッチングする構成であったが、第二の実施形態では、テンプレート画像を複数領域に細分化してVOI画像とマッチングするように構成したものである。尚、以下の説明では簡単化のため、1つの物体モデルが1つのテンプレート画像に対応するものとして説明する。また、結節モデルで

あるか又は血管モデルであるかによって違いはないので、両者を区別せず物体モデルとして説明する。

【0052】各テンプレート画像を複数の領域に細分化すると、他のテンプレートと同一の画素配列を有する画像領域が出現するが、本実施形態では、この同一の画素配列を有する領域を記憶管理することにより、テンプレート画像全体の記憶サイズを小さくするとともに、VOI画像とのマッチング処理の高速化を図っている。細分化の方法としては、図15に示すように、各領域の大きさを10[pixel]×10[pixel]とし、9つの領域に細分化する。

【0053】ここで、異なる二つの物体モデル(血管モデル)A、Bについて考える。図16(a)は、物体モデルAのテンプレートを、(b)は物体モデルBのテンプレートをそれぞれ模式的に表した図である。図16(a)、(b)より明らかのように、両者は異なる画素配列のテンプレートであるが、これらのテンプレートを複数の領域にそれぞれ細分化することで、両テンプレートには共通部分が現れる。例えば、領域A1とB1、A4とB4、A7とB7、…は両テンプレートについて共通である。それに対して、領域A2とB2、A3とB3、A5とB5、…は画素配列が異なる領域である。

【0054】次に、第二の実施形態における各テンプレート群542、543の論理構造について説明する。結節テンプレート群542又は血管テンプレート群543は、図17に示すように、画像辞書5421又は5431とインデックス情報リスト5422又は5432とから構成されている。画像辞書5421又は5431は、テンプレート群に1つだけ作成され、インデックス情報リスト5422又は5432はテンプレートごとに作成されている。図18は、細分化した領域の画像を保持するための画像辞書5421(5431)の一例であり、テンプレートA、Bから作成された画像辞書5421(5431)の内容を示している。画像辞書5421(5431)の先頭から9つの格納領域には、領域1～9にそれぞれ対応する背景画像が格納される。1つのテンプレート画像に対して領域1から9までスキャンしていく、画像辞書5421(5431)に格納されていない画素配列があれば辞書に追加していく。

【0055】例えば、テンプレートAの画像A1からA9まで順にスキャンしていくと、画像A1、A2は、ともに画像辞書に格納されていないので追加される。画像A3は、領域3の背景画像(背景3)と同じであるので追加されない。同様に、A4、A5、A8は辞書に格納されていないので追加され、A6、A7、A9はそれ領域6、7、9の背景画像と同じであるので追加されない。次に、テンプレートBの画像B1からB9まで順にスキャンしていくと、画像B1は画像A1と同じ画素配列であるので追加されない。画像B2は、同一の画素

配列が辞書に格納されていないので追加される。同様にして、画像B3、B5、B6と同一の画素配列が辞書に格納されていないので追加され、画像B4、B7、B8、B9はそれぞれA4、背景7、A8、背景9の各画像の画素配列と同一であるので辞書に追加されない。

【0056】上述した画像辞書5421の作成と同時に、各テンプレートにおいて、画像辞書のどの領域を参照するかを示すインデックス情報リスト5422(5432)を作成しておく。図19(a)、(b)は、それぞれテンプレートA、Bのインデックス情報リスト5422を表している。例えば、テンプレートAのインデックス情報リストについて説明すると、テンプレートAの領域1の画像はA1であり、画像辞書の10番目が参照されるので、インデックス情報リストの領域1に対応する格納領域には数字「10」が格納される。領域2~9に対応する格納領域にも、同様にして、画像辞書5421(5431)の参照箇所を表す数字が格納される。テンプレートBのインデックス情報リストについても同様である。ここで、テンプレートBのインデックス情報リストの領域1に対応する格納領域には、テンプレートAと同様に数字「10」が格納されている。すなわち、画像B1はA1と同一の画素配列となっているからである。

【0057】次に、VOIと各三次元物体モデルとの近似度を算出する処理について、図21のフローチャートを参照しつつ説明する。VOI画像についても、上述したテンプレート画像と同様に9つの領域に細分化し、領域1~9の領域毎に順にマッチング処理を行い、全領域のマッチング処理を行うことでそのテンプレート画像全体のSSD値が算出される。また、図21の処理を実行する過程において、各領域と各画素配列とパターンマッチングの結果としてのSSD値を格納するSSD値格納リスト5423、5433(図20参照)が作成されていく。

【0058】まず、領域番号nに1が、SSD値の合計を格納する合計SSDに0がそれぞれセットされる(S401)。次に、対象となるテンプレートのインデックス情報リスト5422(5432)のn番目の格納領域より画像辞書5421(5431)の参照情報mを読み出す(S402)。

【0059】続いて、VOIの領域nと、画像辞書5421(5431)のm番目に格納された画素配列との組み合わせが初めて出現した場合であるか否かが判断される(S403)。組み合わせが初めてか否かは、図20に示すSSD値格納リスト5423(5433)のm番目の格納領域にSSD値が格納されているか否かで判断可能である。組み合わせが初めてである場合は(S403: Yes)、VOIの領域nの画像と画像辞書5421(5431)のm番目に格納された画素配列とのマッチングが行われ、領域nのSSD値が算出されるととも

に、SSD値格納リスト5423(5433)のm番目に格納される(S406)。

【0060】一方、領域番号pと、画像辞書5421(5431)のm番目に格納された画素配列との組み合わせが二回目以降である場合は(S403: No)、マッチングを行うことなく、SSD値格納リスト5423のm番目の格納領域よりSSD値を読み出す(S405)。ここで、例えば、前述したテンプレートA、Bの順にVOIとのマッチングが行われる場合を考える。VOIの領域1とテンプレートAの領域1の画素配列A1との組み合わせは、初めて出現した場合であるので(S403: Yes)、インデックス情報リスト5422(5432)に格納された数字「10」を参照し、画像辞書5421(5431)の10番目から画素配列A1を読み出してVOIの領域1とのマッチング処理を実行する。数式1又は2によりSSD値が算出され(S404)、そのSSD値がSSD値格納リスト5423(5433)の10番目に格納される(S406、図20参照)。

【0061】一方、VOIの領域1とテンプレートBの領域1の画素配列B1との組み合わせは、2回目の出現となる(S403: No)。すなわち、画素配列B1は画素配列A1と同一であり、VOIの領域1と画素配列A1との組み合わせについてのマッチング処理は実行済みとなっているからである。よって、マッチング処理を実行することなく、S405のステップにおいて、インデックス情報リスト5422(5432)に格納された数字「10」を参照して、SSD値格納リスト5433の10番目より「VOIとA1とのSSD値」を読み出してテンプレートBの領域1のSSD値とする(S405)。

【0062】次に、S404またはS405のステップで取得された領域nのSSD値が合計SSDに加算される(S407)。続いて、領域番号nをカウントアップし(S408)、nが9以下である場合は(S409: Yes)、S402以降を繰り返す。nが9より大きい場合は(S409: No)、当該テンプレートのマッチング処理を終了する。そして、終了時の合計SSDの値が処理対象のテンプレート全体のSSD値となる。

【0063】尚、SSD値格納リスト5423、5433が請求項8又は9の格納手段を、インデックス情報リスト5422、5432が請求項8又は9の参照情報リストをそれぞれ構成するものであり、S401乃至S409のステップが、請求項8又は9のマッチング手段として機能するものである。このようにして、各三次元物体モデルより作成された上下3枚のテンプレート画像についてそれぞれSSD値を算出し、3つのSSD値の合計をその三次元物体モデルのSSD値とする。そして、全ての三次元物体モデルについてSSD値を算出し、SSD値が最小となる三次元物体モデルを最適物体モデル

(最適結節モデル又は最適血管モデル)として抽出するのである(S332, S333参照)。

【0064】以上詳述したことから明らかなように、本実施形態によれば、テンプレート画像が細分化されることにより、異なるテンプレート間で同一の画素配列を有する領域が現れる。そして、候補陰影の画像の領域とテンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合にのみ、パターンマッチングを行ってSSD値を算出し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、各領域のパターンマッチングの結果としてのSSD値を格納するSSD値格納リスト5423, 5433に格納された同一画素配列のSSD値を流用することにより、各テンプレート画像全体のSSD値を算出する処理が大幅に高速化される。

【0065】また、画像辞書5421, 5431が、複数のテンプレートの各領域の画素配列を記憶し、インデックス情報リスト5422, 5432が各テンプレートの領域ごとに画像辞書5421, 5431に記憶される画素配列の参照情報を記憶するので、テンプレート画像(結節テンプレート群542, 血管テンプレート群543)の記憶サイズを大幅に小さくすることができる。

【0066】尚、本発明は上述した各実施の形態に限定されるものではなく、本発明の主旨を逸脱しない範囲で種々の変更を施すことが可能である。例えば、前記各実施形態では、異常組織モデルとして結節モデルを、正常組織モデルとして血管モデルをそれぞれ想定して各テンプレート画像を作成し、候補陰影の画像とパターンマッチングする構成であったが、これら以外の物体モデルより作成したテンプレート画像を記憶してパターンマッチングする構成でもよい。

【0067】また、前記各実施形態では、CT装置による断層画像のスライス間隔を10mmとし、これに対応して各物体モデルより10mm間隔のテンプレート画像*

	10mm未満 FP[個／症例]	10mm以上 FP[個／症例]	FP合計 [個／症例]	処理時間 [候補点当たり]
比較例	2.82	1.94	4.76	4.5時間
実施例	3.95	2.23	6.18	20秒

【0072】表1より明らかなように、1候補点当りの処理時間が、比較例では4.5時間を要したのに対し、実施例では20秒となっており、大幅に処理時間が短縮されている。一方、1症例当たりのFP個数(10mm未満と10mm以上との合計)は、VNQによる抽出後13.6個であったものが、実施例処理の結果、6.18個に減少していることから、FP削減効果が見られることがわかる。また、前述したように比較例に対して処理時間が大幅に短縮されているにも拘わらず、実施例におけるFP個数は、比較例に対して僅かに1.42個増

* 3枚を一組としたが、スライス間隔をより細かく設定するとともに、各物体モデルについてより多数のテンプレート画像を一組として記憶するようにしてもよい。また、パターンマッチングにおける近似度の算出方法については、式1、2に示す算出方法に限定されるものではなく、公知の種々の算出方法が適用可能である。

【0068】また、前記第二の実施形態では、各テンプレートを9個の領域に細分化したが、少なくとも2個以上の領域に細分化すればよく、もちろん10個以上の領域に細分化しても構わない。

【0069】

【実施例】本発明の第二の実施形態における画像診断支援システムの実施例を使用して、スライス厚10mmの検診用画像38症例を用いてVOI画像の判別処理の実験を行った。比較例として、マルコフ確率場モデルを用いた結節認識手法を適用した画像診断支援システムを使用して、同一条件で判別処理の実験を行った。

【0070】検診用画像は、VNQ処理後、TP=39, FN=2, FP=517(合計)となっており、その内訳は、10mm未満のFP=379, 10mm以上のFP=138である。つまり、VNQ処理後の1症例当たりの平均FP個数は、13.6個(=517個/38症例)となっている。尚、TP(True Positive)は、異常組織を異常組織の候補と判定した場合を、FN(False Negative)は、異常組織を正常組織と判定した場合をそれぞれ示している。これらの候補点に実施例の画像診断支援システムと、比較例の画像診断支援システムとを用いてそれぞれVOI画像の判別処理を行った。尚、両システムとも、CPUは、インテル社製の奔腾アリム(登録商標)3プロセッサ、動作クロック750MHz、メモリ256MBである。

【0071】

【表1】

加するにとどまっている。

【0073】

【発明の効果】以上詳述したように、上述した請求項1乃至8のいずれか、又は請求項1-1に記載の発明によれば、被検体の断層画像から抽出された異常組織の候補陰影を、異なる複数の三次元異常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の異常組織テンプレート画像及び異なる複数の三次元正常組織モデルよりそれぞれ作成された複数の正常組織テンプレート画像とそれぞれパターンマッチングすることにより、候補陰影が眞の異常組織の陰影

であるか、正常組織の陰影であるかを高精度且つ高速に判別することができるという効果を奏する。また、異常組織テンプレート画像だけでなく、正常組織テンプレート画像ともテンプレートマッチングを行うので、正常組織を異常組織であると誤って判定する擬陽性陰影(FP)を確実に削減することができるという効果をも奏する。

【0074】また、請求項8又は9又は12に記載の発明によれば、候補陰影の画像の領域とテンプレート画像の対応する領域の画素配列との組み合わせが初めて出現した場合にのみ、パターンマッチングを実行し、前記組み合わせが2回目以降に出現した場合には、各領域のマッチング結果を格納する格納手段に格納された同一画素配列におけるマッチング結果を流用することにより、各テンプレート画像全体のパターンマッチングが大幅に高速化されるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明における画像判別の原理を説明する説明図である。

【図2】 本発明の実施形態における画像診断支援システムのハードウェア構成を示すブロック図である。

【図3】 結節モデルの模式図である。

【図4】 血管モデルの模式図である。

【図5】 (a)は結節モデルの一例を示す図であり、(b)は(a)の結節モデルから作成された3枚のテンプレート画像を示す図である。

【図6】 円筒モデルの角度を変化させる様子を示す説明図である。

【図7】 (a)は血管モデルの一例を示す図であり、(b)は(a)の血管モデルから作成された3枚のテンプレート画像を示す図である。

【図8】 結節テンプレート群及び血管テンプレート群の構成を説明する説明図である。 *

* 【図9】 VOI画像及びテンプレート画像の構成を説明する説明図である。

【図10】 メインルーチンのフローチャートである。

【図11】 Quoit Filterを説明する説明図である。

【図12】 Quoit Filterを説明する説明図である。

【図13】 原画像の一例を示す図である。

【図14】 候補陰影の判定ルーチンのフローチャートである。

【図15】 テンプレート画像の細分化方法を説明する説明図である。

【図16】 細分化されたテンプレート画像の例を説明する説明図である。

【図17】 第二の実施形態におけるテンプレート群の論理構造を示す説明図である。細分化されたテンプレート画像の例を説明する説明図である。

【図18】 画像辞書の構成例を示す説明図である。

【図19】 インデックス情報リストの構成例を示す説明図である。

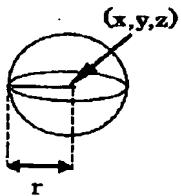
【図20】 SSD値格納リストの構成例を示す説明図である。

【図21】 第二の実施形態におけるVOI画像とテンプレート画像とのマッチング処理を示すフローチャートである。

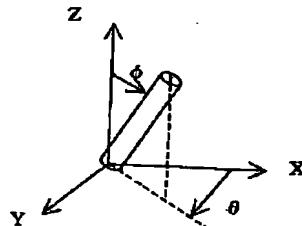
【符号の説明】

1…画像診断支援システム、50…CPU、54…ハードディスク装置、541…処理プログラム、542…結節テンプレート群、543…血管テンプレート群、5421、5431…画像辞書、5422、5432…インデックス情報リスト、5423、5433…SSD値格納リスト。

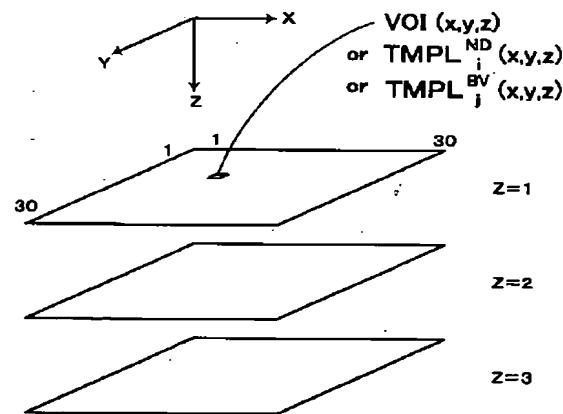
【図3】



【図6】

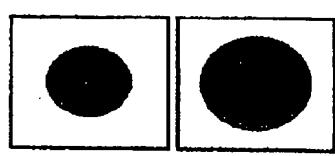


【図9】

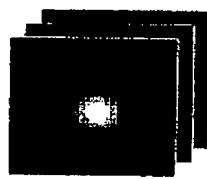


【図1】

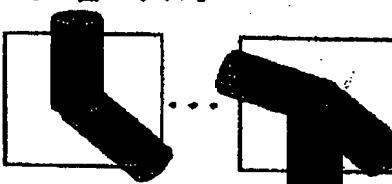
**3次元物体モデル
[結節モデル]**



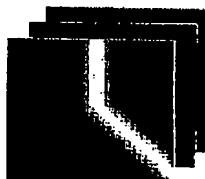
↓
テンプレート画像



[血管モデル]



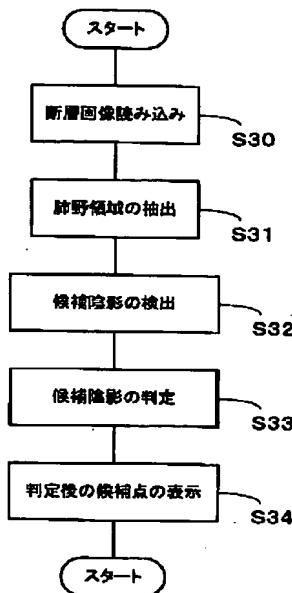
↓



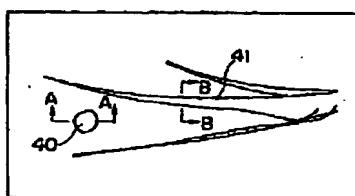
異常 or 正常
に判定

関心領域 VOI

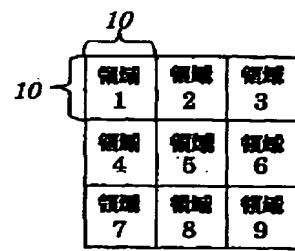
【図10】



【図13】



【図15】



【図16】

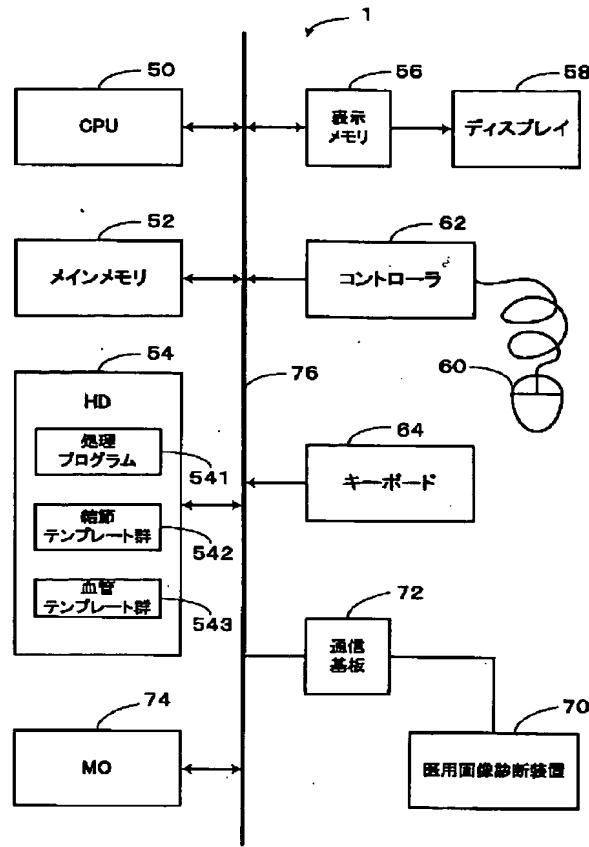
(a)

A1	A2	A3
A4	A5	A6
A7	A8	A9

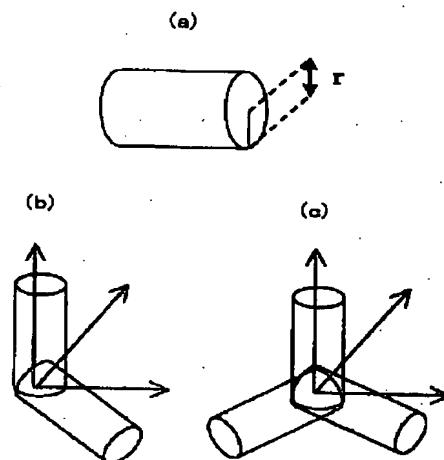
(b)

B1	B2	B3
B4	B5	B6
B7	B8	B9

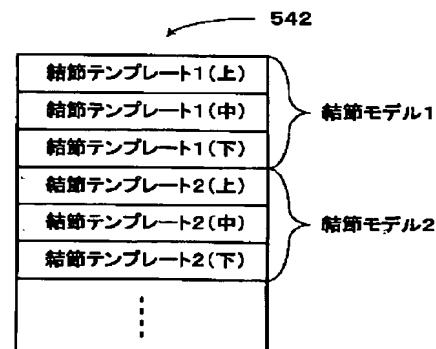
【図2】



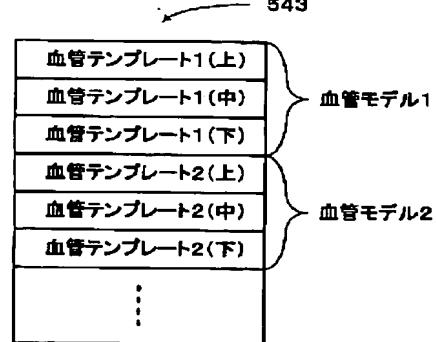
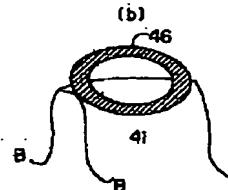
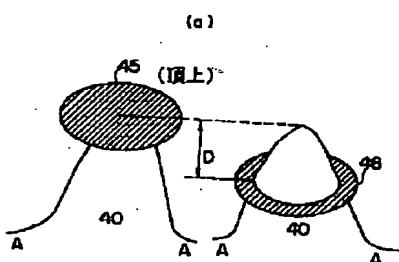
【図4】



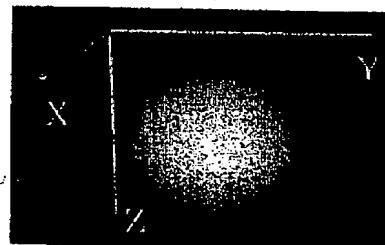
【図8】



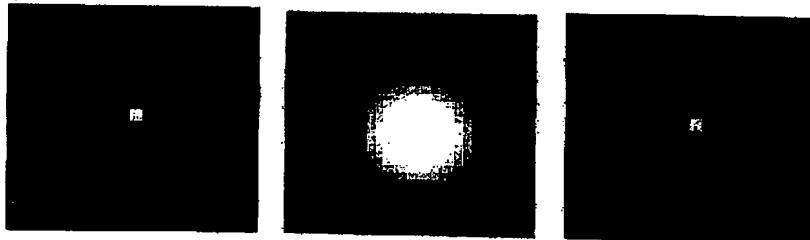
【図11】



【図5】

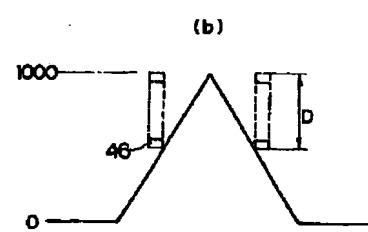
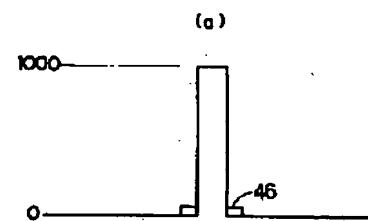


(a) 結節モデル

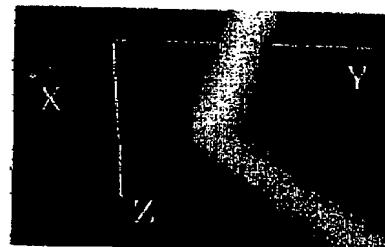


(b) テンプレート画像

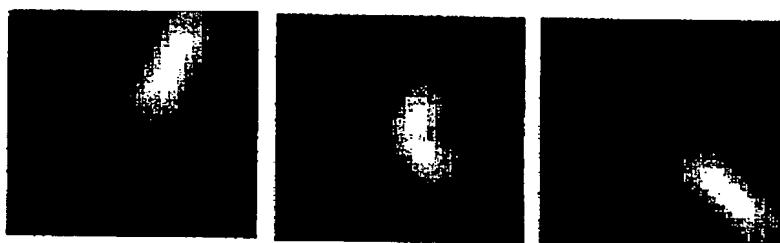
【図12】



【図7】



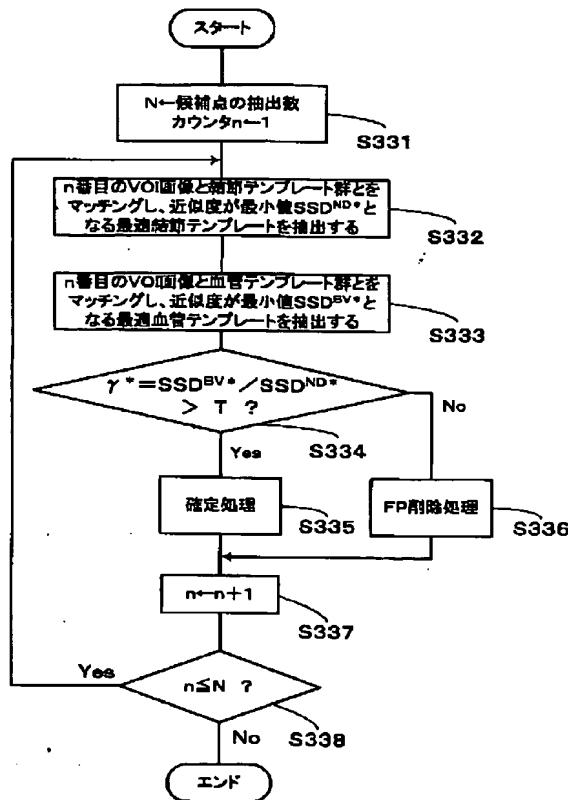
(a) 血管モデル



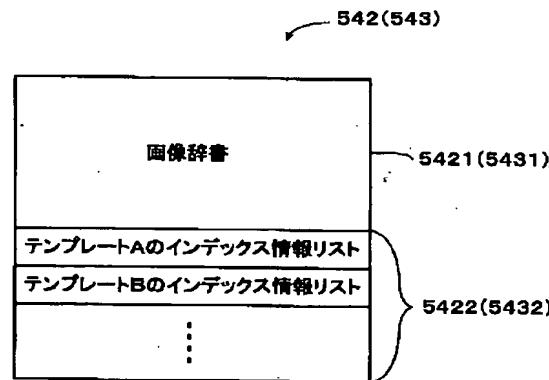
(b) テンプレート画像

BEST AVAILABLE COPY

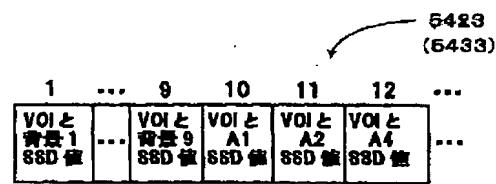
【図14】



【図17】



【図20】



【図18】

Diagram illustrating the structure of the index information list:

- Top level: 5421(5431) contains 5422(5432).
- Second level: 5422(5432) contains multiple entries, indexed from 1 to 12, followed by an ellipsis.
- Third level: Each entry shows the relationship between a VOI and a template, along with its SSD value.

1	...	9	10	11	12	...
背景 1	...	背景 9	A1	A2	A4	...
13	14	15	16	17	18	
A5	A8	B2	B3	B5	B6	

【図19】

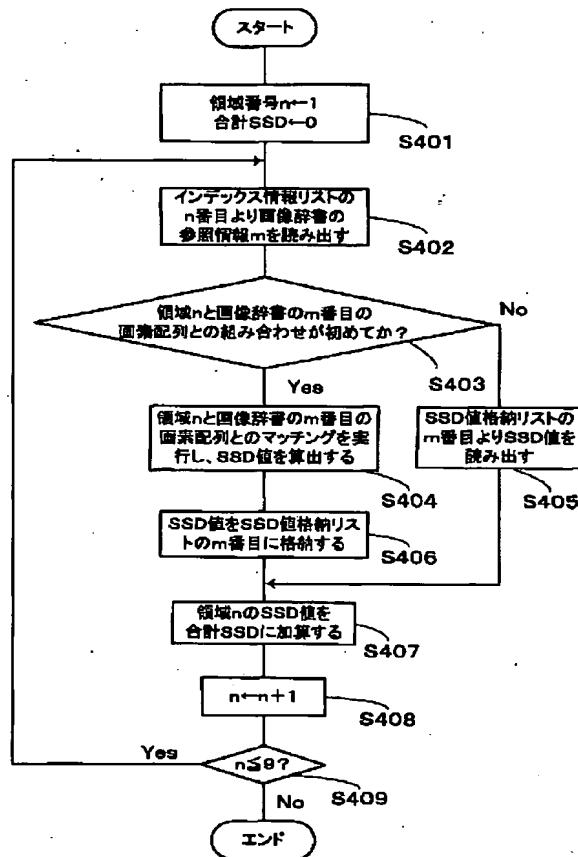
Diagram illustrating the structure of the index information list:

- Top level: 5422(5432) contains 5423(5433).
- Second level: 5423(5433) contains two tables: "テンプレートA" and "テンプレートB".
- Third level: Each table contains multiple entries, indexed from 1 to 12, followed by an ellipsis.

テンプレートA			テンプレートB		
10	11	3	10	15	16
12	13	6	12	17	18
7	14	9	7	14	9

(a) (b)

【図21】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA22 CA29 DA03 FF17 FF18
 FF28 FF37 FH03
 5B057 AA09 BA03 CA08 CA13 CA16
 DA01 DA12 DB03 DB09 DC32
 5L096 AA06 BA06 BA13 GA08 HA08
 JA03 JA09 JA16 KA01